

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Харківський національний університет
імені В. Н. Каразіна
Факультет радіофізики, біомедичної
електроніки та комп'ютерних систем
Кафедра _____

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ підпис
ініціали, прізвище

“ ____ ” _____ 20__ року

Кваліфікаційна робота магістра

на тему: **СИСТЕМА РЕЄСТРАЦІЇ НЕРВОВИХ ІМПУЛЬСІВ ДЛЯ
ЕЛЕКТРОМЕХАНІЧНИХ ПРОТЕЗІВ**

Виконав: студент II курсу магістратури, групи РЕ-61
спеціальності 153 Мікро- та наносистемна техніка
освітньо-професійна програма «Фізична та біомедична
електроніка»

Фуад ТАХІРОВ

Керівник
кандидат фіз.-мат. наук,
старший викладач

Євген АНТОНЕНКО

Консультант
к.ф.-м.н., ст.н.с.

НН

2023 рік

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна

Факультет Радіофізики, біомедичної електроніки та комп'ютерних систем
Кафедра Фізичної і біомедичної електроніки та комплексних інформаційних технологій

Спеціальність 153 Мікро- та наносистемна техніка

Освітньо-професійна програма Фізична та біомедична електроніка

Рівень вищої освіти другий (магістерський)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ підпис
_____ ініціали, прізвище

“ _____ ” _____ 2023
року

З А В Д А Н Н Я НА ДИПЛОМНУ РОБОТУ

_____ Тахіров_Фуад_Афладдін_огли _____

(прізвище, ім'я, по батькові студента)

1. Тема роботи: Система реєстрації нервових імпульсів для електромеханічних протезів.

керівник роботи _____ Антоненко_Є._О. _____
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від “19” жовтня 2021 року № 0210-05/2057

2. Строк подання студентом роботи _____

3. Перелік питань, які потрібно розробити:

1. Провести огляд сучасних методів реєстрації нервових імпульсів та їх використання в медицині та науці.

2. Провести огляд пристроїв та програмних застосунків за допомогою яких реєструють і обробляють нервові імпульси.
3. Розробити систему реєстрації нервових імпульсів для електромеханічних протезів.
4. Зробити тестування системи та проаналізувати отримані результати.

4. План роботи

| № з/п | Назви етапів роботи |
|-------|--|
| 1. | Огляд робіт та матеріалів, пов'язаних із електромеханічними протезами та системами реєстрації нервових імпульсів. |
| 2. | Визначення методів та завдань для досягнення мети роботи. |
| 3. | Вивчення теорії електроміографії та інших методів реєстрації імпульсів. Розгляд принципів роботи електромеханічних протезів. |
| 4. | Аналіз технологічних і наукових досягнень у сфері реєстрації нервових імпульсів. |
| 5. | Огляд експериментів з використанням електроміографії та ознайомлення з принципами обробки біомедичних даних. |
| 6. | Розробка концепції системи реєстрації нервових імпульсів для електромеханічних протезів. |
| 7. | Початок реалізації прототипу системи та збір експериментальних даних. |
| 8. | Аналіз отриманих результатів. |
| 9. | Оформлення дипломної роботи. |

5. Дата видачі завдання _____

Студент



підпис

Ф. А. Тахіров

ініціали, прізвище

Керівник роботи

підпис

Є. О. Антоненко

ініціали, прізвище

ЗМІСТ

| | |
|---|----|
| ВСТУП..... | 5 |
| 1. ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД..... | 6 |
| 1.1 Біоелектричний потенціал | 8 |
| 2. ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ..... | 10 |
| 2.1 Принципи реєстрації нервових сигналів | 10 |
| 2.2 Біофізика нейронних сигналів | 10 |
| 2.3 Електромеханічні протези: основні концепції та технології | 12 |
| 3. ОГЛЯД МЕТОДІВ РЕЄСТРАЦІЇ НЕРВОВИХ ІМПУЛЬСІВ..... | 15 |
| 3.1 Електроенцефалографія | 15 |
| 3.2 Електроміографія (ЕМГ)..... | 19 |
| 3.3 Імплантовані мікроелектроди | 24 |
| 4. РОЗРОБКА СИСТЕМИ РЕЄСТРАЦІЇ | 26 |
| ВИСНОВКИ | 35 |
| СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ..... | 36 |

ВСТУП

Інтеграція електромеханічних протезів у сферу сучасних медичних технологій спричинила значний прогрес у сфері реабілітації та функціонального відновлення для людей які втратили кінцівку. Одним з ключових викликів у розробці та оптимізації цих протезів є досягнення безшовного та інтуїтивно зрозумілого інтерфейсу між штучною кінцівкою та нервовою системою користувача. Реєстрація нервових імпульсів відіграє ключову роль у подоланні цього розриву, сприяючи більш природній і швидкій взаємодії між користувачем і протезом.

Розуміння і розшифровка нервової системи має важливе значення для ефективного проектування і впровадження електромеханічних протезів. Реєструючи нервові імпульси, ці протези можуть інтерпретувати наміри користувача і перетворювати їх на точні та координовані рухи, що відтворюють функціональність природної кінцівки. Така інтеграція не лише покращує контроль користувача над протезом, але й сприяє відчуттю, коли штучна кінцівка стає інтуїтивно зрозумілою та невід'ємною частиною тіла.

Розробка надійної системи реєстрації нервових імпульсів набуває першочергового значення. Ця система повинна охоплювати складні технології, які можуть точно фіксувати, інтерпретувати та передавати нейронні сигнали, забезпечуючи безперебійний потік інформації між нервовою системою користувача та електромеханічним протезом. Шлях до створення такої системи вимагає комплексного підходу, що поєднує знання з нейрофізіології, біомедичної інженерії, обробки сигналів і робототехніки.

У цій дипломній роботі досліджується значення реєстрації нервових імпульсів у контексті електромеханічних протезів, заглиблюючись в основні принципи, технологічні досягнення та виклики, пов'язані зі створенням ефективного інтерфейсу. Розуміючи і використовуючи тонкощі нервових сигналів, ми прагнемо прокласти шлях до створення протезів, які не тільки відновлюють функціональність, але й забезпечують більш природний та інтегрований досвід використання для людей які втратили кінцівку.

1. ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД

Нейропротези - це штучні системи, здатні частково відновлювати або заміщати втрачені після травм функції організму. В даний час вони є терапевтичним варіантом для пацієнтів з травмою спинного мозку або з ампутацією кінцівок, нервовими розладами. Двонаправлені нейронні інтерфейси є ключовим компонентом для контролю нейропротезів і роботизованих пристроїв. Нейронні інтерфейси можуть бути застосовані на рівні мозку (наприклад, інтерфейси мозок-машина, інтерфейси мозок-комп'ютер) або на периферичних нервах з метою вирішення різноманітних порушень або для проведення нейромодуючої терапії.

Використання електродів, накладених на поверхню або інвазивно всередині м'язів або периферійних нервах для досліджень і діагностики, має довгу історію (Kazamel and Warren, 2017). Найпоширеніші методи, які використовуються в клінічній нейрофізіології, охоплюють дослідження нервової провідності, сенсорних і моторних потенціалів, при яких стимулюється нервова система, і складні потенціали дії реєструються найчастіше за допомогою поверхневих електродів, розміщених на шкірі над нервом або м'язом, що досліджується. В електроміографії (ЕМГ) спонтанна або добровільно викликана м'язова активність часто реєструється за допомогою внутрішньом'язових голчастих електродів. Більш складною технікою є мікронейрографія, при якій тонкий вольфрамовий електрод-голка вставляється в периферичний нерв для реєстрації потенціалів дії, що проводяться нервовими волокнами поблизу кінчика голки. Враховуючи технічну складність і трудомісткі функції, мікронейрографія має обмежене застосування для дослідницьких цілей у вивченні сенсорних і вегетативних функцій.

Два найактуальніших застосування інтерфейсів із соматичною периферійною нервовою системою (PNS - peripheral nervous system) для нейропротезів із біомедичним використанням — це: двонаправлене керування протезами кінцівок (з додатковим нейронним зворотним зв'язком) і системи

функціональної електричної стимуляції (FES - functional electrical stimulation), розроблені для штучного поєднання центрального моторного контролю та прямої стимуляції непошкоджених периферійних нервів або м'язів пацієнтів із травмою спинного мозку, намагаючись генерувати рухові чи вісцеральні реакції, які імітують нормальні фізіологічні дії. Зараз нейрореабілітації систем зазвичай страждають від відсутності достатніх джерел контролю та відсутності сенсорної інформації зворотного зв'язку. Щоб подолати вищезазначені проблеми, дослідження в цій галузі зосереджені на дослідженні різних типів нейронних електродів і пов'язаної з ними здатності отримувати електронеурографічні сигнали (Navarro et al., 2005). Це має вирішальне значення для вдосконалення нейронних інтерфейсів і розробки більш корисних нейропротезних систем. Фактично, після деяких новаторських багатообіцяючих результатів (Micera та ін., 2010a, 2011; Россіні та ін., 2010), останні досягнення в нейронних записах з інтерфейсами периферичних нервів є відносно обмеженими. Нещодавно було повідомлено про деякі корисні результати при використанні масивів мікроелектродів, розміщених у нервах людей з ампутованими кінцівками (Davis та ін., 2016; Wendelken та ін., 2017). Однак, коли люди з ампутованими кінцівками намагалися керувати протезом, їм потрібно було використовувати імплантовані електроміографічні (ЕМГ) сигнали в поєднанні з нейронними сигналами, щоб досягти задовільного моторного контролю. Нещодавно Clark et al. (2014) продемонстрували, що офлайн обробка сигналу може ізолювати нейронну активність від ЕМГ, але вона ще не була включена для онлайн декодування та контролю протезів.

Навпаки, останнім часом були отримані успішні демонстрації кроків щодо клінічної трансляції нейронної стимуляції за допомогою нейронних інтерфейсів у пацієнтів з ампутованими кінцівками (Oddo та ін., 2016; Ortiz-Catalan та ін., 2014 рік; Петріні та ін., 2019b; Rasporovic та ін., 2014; Тан та ін., 2014; Valle et al., 2018) у наданні інформації про дотик і квазіпропріоцептивний сенсорний зворотний зв'язок.

1.1 Біоелектричний потенціал

Біоелектричні потенціали - це електричні напруги, які виникають в органах, тканинах і окремих елементах клітин тваринних і рослинних організмів під час їх життєдіяльності і пов'язані з роботою іонних насосів Na і K в клітинах. Потенціал дії, зображений на рис. 1.1, є одним із найбільш підходящих досліджень типів біопотенціалів.

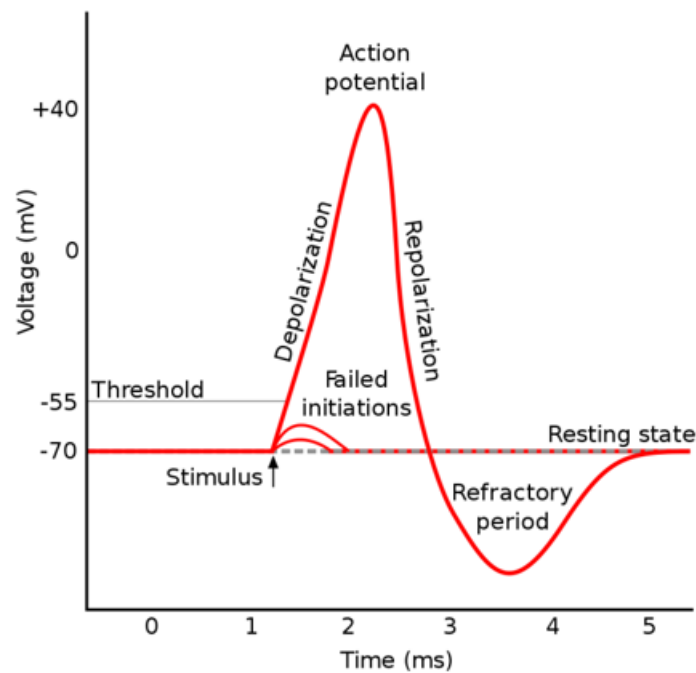


Рис. 1.1 Потенціал дії

Біоелектричні потенціали зазвичай не перевищують 0,05 — 0,1 вольт, а в разі використання багатоелектродної матриці їх амплітуда може становити 10~100 мкВ. Біоелектричні потенціали визначають за наявності струму (так званого струму спокою при пошкодженні тканини і струму дії при збудженні тканини) в провіднику, що з'єднує дві ділянки тканини. Пошкоджена або збуджена ділянка тканини завжди електронегативна. У деяких тканинах (сітківка ока, залозисті тканини) біоелектричні потенціали виявляються за відсутності пошкодження або збудження. Деякі типи клітин (наприклад, нервові та м'язові клітини) здатні генерувати потенціал дії до -70 мВ, тоді як інші типи клітин (наприклад, пігментні) не здатні генерувати такий значний потенціал дії. Біоелектричні потенціали тісно пов'язані з метаболізмом, особливо окислювальними процесами, тому їх можна використовувати як маркери

активності клітин. При порушенні перебігу окислювальних процесів відповідно змінюються біоелектричні потенціали. Біоелектричні явища є суттєвим показником стану процесу збудження, яким супроводжуються всі прояви життєдіяльності організмів. Їх реєстрація — важливий метод дослідження функцій цілісного організму і окремих його органів як в експерименті, так і в клініці (електрокардіографія та ін.). Природа біоелектричних явищ і механізм їх виникнення остаточно не з'ясовані.

2. ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ

2.1 Принципи реєстрації нервових сигналів

Реєстрація нервових сигналів — це процес реєстрації електричних потенціалів, які виникають в нервових тканинах та передають інформацію від одного пункту до іншого в нервовій системі. Цей процес відбувається за допомогою методів, які дозволяють фіксувати та аналізувати електричні сигнали в нервових клітинах.

Електроенцефалографія (ЕЕГ) використовує електроди, розташовані на поверхні голови, для фіксації слабких електричних потенціалів, які генеруються в мозковій корі. Цей метод широко застосовується для вивчення різних станів свідомості, виявлення патологічних змін, та в дослідженні сну.

Електроміографія (ЕМГ) вимірює електричну активність м'язів, застосовуючи електроди, які розміщуються над м'язами. Цей метод корисний для діагностики різних м'язових захворювань, в ортопедії та неврології, а також в дослідженні рухової активності.

Нейрографія використовується для реєстрації електричних сигналів, які передаються по периферійних нервах. Це допомагає виявляти аномалії в периферійній нервовій системі та визначати їхню природу.

Електрокардіографія (ЕКГ) є ключовим методом для вивчення електричної активності серця. Електроди, прикріплені до різних частин тіла, реєструють коливання електричного потенціалу, що відображає фази серцевого циклу.

Магнітоенцефалографія (МЕГ) застосовує магнітні детектори для реєстрації магнітних полів, що супроводжують електричну активність мозку. Цей метод надає високу просторову роздільну здатність і дозволяє досліджувати точні місця активності в мозку.

2.2 Біофізика нейронних сигналів

Окремі аксони виробляють струми дії з величиною в діапазоні пікоамперів завдяки потенціалам дії (AP - action potential), які можуть бути виявлені як нейронні сигнали. Ці невеликі струми дії викликають невеликі потенціали

(порядку 1 мкВ), які важко виявити за наявності шуму та перешкод. Є два способи отримати виявлений потенціал: електрод має бути крихітним і знаходитись у безпосередній близькості до аксона, щоб потенціал створювався через опір розповсюджений від вузла Ранв'є, або має бути обмежений позаклітинний простір, який створює високий опір, через який протікають струми невеликої дії. Ці два випадки породжують таксономію, за якою інтерфейс може бути визначений як такий, що працює з необмеженим (наприклад, внутрішньо нейронним) або обмеженим (наприклад, поза нейронним) позаклітинним простором.

Нейронні сигнали, які виникають спонтанно (тобто без зовнішньої стимуляції або модуляції), складаються з окремих потенціалів дії, що є результатом нормальних біологічних функцій. Як правило, нейрони в різних пучках іннервують непов'язані тканини і не активуються синхронно. Отже, спостережуваний нейронний сигнал характеризується низькою амплітудою та високочастотною активністю.

Спонтанні сигнали, зареєстровані поза нейронами (тобто в обмеженому позаклітинному просторі) з поверхні нервового стовбура, рідко перевищують 30 мкВ від піку до піку, тоді як інтранейральні сигнали, зареєстровані зсередини стовбура, можуть перевищувати 100 мкВ від піку до піку. Більша частина потужності сигналу зосереджена в діапазоні 300 Гц–5 кГц, з піком нижче 3 кГц.

Мала амплітуда нейронного сигналу створює значні проблеми, особливо на фоні шуму приладів (порядку 2–4 мкВ). Значно доповнює цю проблему перешкода від сусідніх м'язів (електроміографічна (ЕМГ) активність), яка може бути на порядок більшою, ніж нейронний сигнал, коли обидва записуються за допомогою монополярного еталонного сигналу. Смуга пропускання ЕМГ (приблизно 5–500 Гц) частково перекривається з нейронним сигналом, що перешкоджає ефективному видаленню за допомогою лінійної фільтрації без втрати інформації.

Нейронні сигнали також можуть бути безпосередньо викликані або модульовані шляхом механічної, хімічної або електричної стимуляції. Коли це

відбувається, багато аксонів виробляють потенціал дії одночасно, і результуючий нейронний сигнал є результатом суперпозиції цих потенціалів дії.

2.3 Електромеханічні протези: основні концепції та технології

Система IMES — це група функціональних компонентів які працюють разом як інтегрована система контролю протезування. Система реєструє та передає генеровані електричні імпульси під час скорочення м'язів, а потім обробляє цю інформацію впливаючи на механізм, який рухає суглоби міоелектричного протеза.

Система IMES наразі дозволяє одночасно контролювати до трьох різних рухів або ступенів свободи (DOF). До них належать пронація/супінація зап'ястя, розкриття/закриття кисті та відведення/приведення великого пальця. Для контролю кожної DOF потрібні два IMES, по одному для кожного протилежного руху, таким чином використовується шість IMES. Кожен пристрій IMES® діє як бездротовий незалежний внутрішньом'язовий диференціальний підсилювач, що складається із спеціальної електроніки, розміщеної в біосумісному герметично закритому керамічному циліндрі з металевими торцевими кришками. Вони підсилюють, фільтрують, виправляють та інтегрують виявлений сигнал за допомогою параметрів, встановлених під час ініціалізації. Потім сигнал оцифровується та передається у форматі кадру, що налаштовується, що дозволяє перемежовувати дані з кількох пристроїв.

IMES працює в двонаправленому напівдуплексному зв'язку. Катіонна схема через модуляцію генерованого магнітного поля за допомогою спіралі, яка ламінована всередині стінки рамки протеза (рис. Зворотна телеметрія використовується для передачі даних із імплантований датчик, тоді як пряма телеметрія використовується для передачі налаштування живлення та конфігурації датчиків. IMES випрямляє та інтегрує сигнал ЕМГ у смугу пропускання між 4,4 і 2200 Гц. Довжина вікна інтеграції становить 13,5 мс визначається частотою дискретизації, яка в конфігурації 3 DOF, становить 74 Гц.

Кожен зразок перетворюється на 8-бітове цифрове представлення перед передачею в протез

Інтерфейс керування (PCI). Поки ми спеціально не досліджували специфіка записів ІМЕС, зона захоплення локалізована і ми очікуємо мінімального перехресного впливу від сусідніх м'язів на перевірити вимірювання. Область захоплення була визначена за допомогою теоретичної обчислювальної моделі, як описано в статті Lowery et al. Було визначено, що це еліпсоїд радіусом 5 мм, коли імплантат орієнтований уздовж м'язових волокон (Lowery et al., 2006).

PCI, електронна коробка, яку користувач може носити на ремні, отримує цей потік даних, відокремлює зразки від кожен окремих пристрій ІМЕС і виконує додаткову фільтрацію. Кожен потім аналоговий сигнал направляє на вибраний вхід для керування електромеханічним протезом для виконання бажаної дії. PCI застосовує додаткову обробку сигналів ЕМГ отримані від імплантатів ІМЕС, щоб посилити сигнали підходять як контрольні сигнали для протезного зап'ястя та руки.

Крім того, користувач може вибрати налаштування для трьох різних рівнів згладжування сигналу, тобто швидке, середнє та плавне. Перший етап обробки є фільтром низьких частот, який є або 2-го порядку 5 Гц фільтр для швидкого налаштування або фільтр 4-го порядку 3 Гц для середнього і плавні налаштування. За фільтром низьких частот йде зсув базової лінії алгоритм видалення, який усуває потенційно змінну базову лінію до деяких внутрішніх схем імплантату ІМЕС. Базова лінія видалення є адаптивним і розраховується на основі конфігурації буфера даних зберігаючи кілька секунд зразків ЕМГ. Для подальшого збільшення амплітуда сигналів ЕМГ, що відрізняються від активності спокою, не додано лінійний каскад підсилення. Завершальний етап обробки це медіанний фільтр, який додає додаткове згладжування даних. Для швидкого налаштування медіанного фільтру використовується 3 проби, тоді як для середньої установки вона становить 7 проб і 19 зразків для гладкої настройки. Рис. 2 ілюструє шлях обробки сигналу від чутливих електродів ІМЕС

до аналогового вихід, наданий до контролера протеза. Кожна передача від імплантатів IMES до PCI включає а 4-бітний код Хеммінга як засіб виявлення помилок. Система буде допускати до 5% загальної помилки в останніх 100 передачах (1,35 с), або до 3 послідовних помилок передачі (40 мс). Коли окремі зразки даних передачі виявлені як помилкові, вони ігноруються, а буфер даних фільтра та вихід PCI для цей конкретний канал не оновлюється.

Гніздо та рама системи IMES індивідуально підходять для кожного пацієнта та служать з'єднанням між залишковою кінцівкою суб'єкта та протезом зап'ястя та руки. Існує гнучка внутрішня розетка, яка проходить навколо залишкової кінцівки та оточена жорсткою рамою. Рама містить хомут для кріплення електромеханічного зап'ястя і кисті.

3. ОГЛЯД МЕТОДІВ РЕЄСТРАЦІЇ НЕРВОВИХ ІМПУЛЬСІВ

Електроміографія (ЕМГ) - один із найпоширеніших методів реєстрації нервових імпульсів, та є важливим інструментом для аналізу електричної активності м'язів. За допомогою електродів, розташованих на шкірі, ЕМГ дозволяє вимірювати електричні сигнали, які виникають при активації м'язів.

Електромеханічні протези, базовані на реєстрації нервових імпульсів, стають перспективним рішенням для людей з втратою функцій конкретних частин тіла. Ці пристрої використовують імпульси, зняті з нервів або м'язів, для керування механічними протезами.

Розглянемо сучасні методи реєстрації нервових імпульсів, звертаючи особливу увагу на електроміографію та роль, яку вона відіграє у вивченні м'язової активності, а також електромеханічні протези, які відображають передові досягнення у використанні нервових сигналів для керування електромеханічними протезами.

3.1 Електроенцефалографія

Аналіз електричної активності мозку є однією з головних сфер інтересів науки про мозок. Як наслідок, електроенцефалограма (ЕЕГ) є важливою для аналізу науки про мозок і часто використовується в різних областях, пов'язаних з мозком.

ЕЕГ — це неінвазивний метод нейровізуалізації, який передбачає розміщення електродів на шкірі голови для реєстрації електричної активності мозку. Це дозволяє дослідникам вимірювати та аналізувати електричні сигнали, які генерує мозок. Ці сигнали пропонують цінну інформацію про механізми роботи мозку, охоплюючи ідентифікацію різноманітних неврологічних розладів і дослідження когнітивних процесів, таких як сприйняття, увага та пам'ять. ЕЕГ набула широкої популярності як засіб дослідження електричної активності мозку людини завдяки своїм неінвазивним і безпечним характеристикам. Крім того, сигнали ЕЕГ мають потенціал для інтеграції з іншими методами візуалізації, включаючи магнітно-резонансну томографію (МРТ), функціональну ближню

інфрачервону спектроскопію та позитронно-емісійну томографію (ПЕТ), щоб досягти кращого розуміння функції та структури мозку.

Зразок сигналу EEG отримують шляхом підсилення та реєстрації спонтанного біологічного потенціалу мозку на шкірі голови. Було показано, що цей потенціал відображає макроскопічну активність поверхні мозку, і зазвичай його виявляють за допомогою неінвазивних електродів, накладених на шкіру голови. Ці електроди вловлюють властиві та періодичні електричні імпульси, що генеруються кластерами клітин мозку. В даний час EEG широко використовується в галузі неврології та має потенціал для вдосконалення інтерфейсів мозок–комп'ютер, полегшення виявлення емоцій і допомоги в реабілітації часткового паралічу. Крім того, EEG є цінним інструментом для клініцистів і дослідників у виявленні захворювань, пов'язаних з дисфункцією головного мозку.

Точна ідентифікація та аналіз сигналів EEG вимагає глибокого розуміння їх комплексу та теоретичних властивостей, а також виділення релевантних ознак для поставленого завдання. Однак сигнали EEG створюють значні проблеми через свої унікальні характеристики. Однією з таких проблем є їх вразливість до шумових перешкод, що призводить до низького співвідношення сигнал/шум. Крім того, їхня нелінійність і відсутність відповідності нормальному розподілу відрізняють їх від звичайних сигналів. Індивідуальні фактори, такі як вік, психологія та середовище тестування, можуть спричинити значні варіації сигналів EEG.

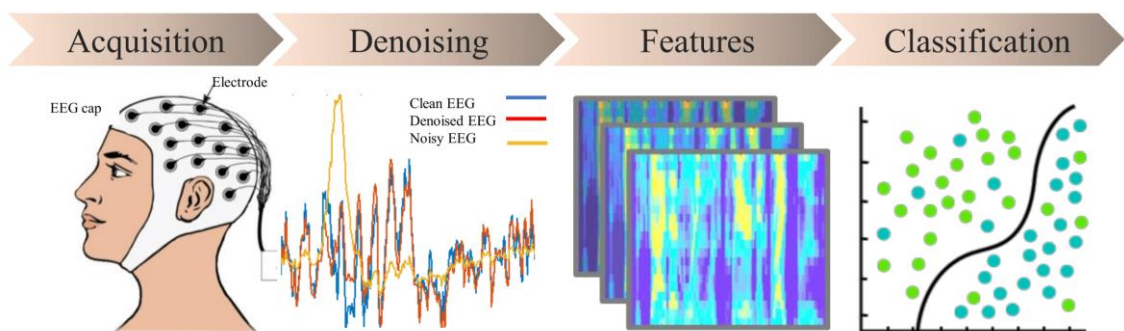


Рис. 1.3 - Чотирьох-етапний процес аналізу сигналу EEG.

Аналіз сигналу ЕЕГ складається з чотирьох етапів: збору даних, усунення шумів, аналізу ознак і класифікації.

Портативні пристрої для отримання ЕЕГ, такі як Emotiv EPOC, набули популярності в останні роки. Emotiv EPOC використовує неімплантовані електроди та складається з 14 електричних каналів збору даних і двох еталонних електродів. Emotiv EPOC може збирати реальні дані ЕЕГ. Система є монолітною малопотужною з малозумною аналоговою входною системою збору ЕЕГ. Система продемонструвала високу точність і високу надійність, гнучке налаштування. Пристрій був розроблений для забезпечення відносно необмеженого отримання ЕЕГ. Він оснащений спеціальними присосками з вбудованими електродами. Він також містить модуль Bluetooth для зв'язку з стаціонарним приладом.

На рисунку (2.3) зображено короткий сегмент ЕЕГ-сигналу, записаного за допомогою 14-канального пристрою Emotiv EPOC. Ці 14 сигналів ЕЕГ є певними місцями на шкірі голови, де розміщені електроди для вимірювання активності мозкових хвиль. Загалом, частота сигналу ЕЕГ вимірюється в [Гц] і означає кількість циклів, що відбуваються за одиницю часу.

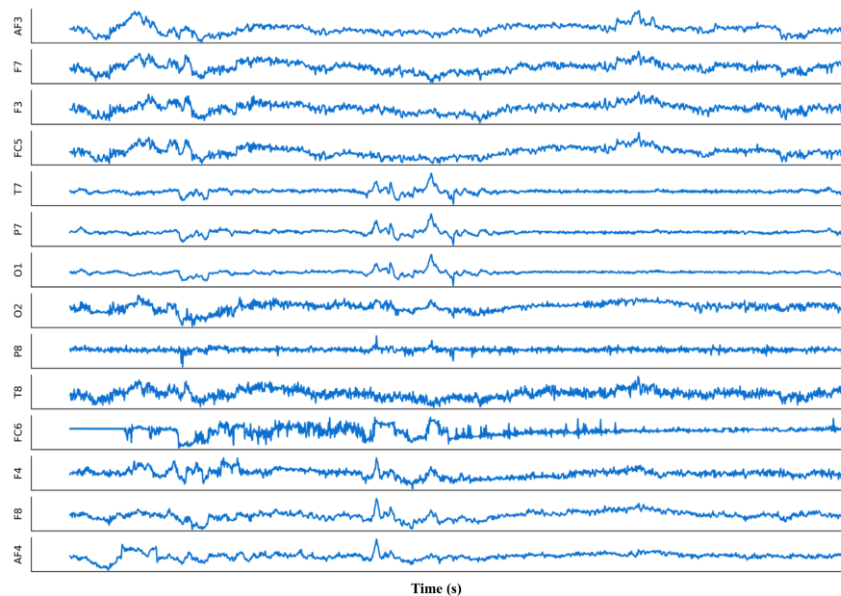


Рис. 2.3 Приклад 14-ти каналів сигналу ЕЕГ.

Зокрема, існує п'ять хвиль, які відповідають п'яти діапазонам частот у сигналах ЕЕГ [41], а саме: Дельта [0,5–4 Гц], Тета [4–8 Гц], Альфа [8–13 Гц], Бета [13–30 Гц] і гамма [>30 Гц]. Дельта-хвилі пов'язані з повільною активністю в мозку та глибоким сном; Тета-хвилі зазвичай спостерігаються в періоди релаксації та медитації; Альфа-хвилі найбільш помітні, коли очі закриті; Бета-хвилі пов'язані з когнітивною обробкою, яка активно задіяна та може бути виявлена під час завдань, які потребують значної уваги; і гамма-хвилі пов'язані з передовою когнітивною обробкою та злиттям сенсорної інформації. Крім того, кожен канал ЕЕГ називається відповідно до його розташування відносно середньої лінії голови та відстані від чола або потилиці. Разом ці канали дозволяють дослідникам і клініцистам вимірювати електричну активність у різних областях мозку та отримувати розуміння когнітивних процесів, таких як увага, пам'ять та емоції.

Як згадувалося вище щодо отримання сигналів ЕЕГ, кілька електродів розміщуються на шкірі голови. Однак зовнішнє втручання може спричинити появу різноманітних артефактів, які можуть погіршити якість сигналів. Відомо, що фізіологічні артефакти, такі як мимовільні рухи очей, моргання, серцева діяльність і рух м'язів, присутні в сигналах ЕЕГ і можуть негативно впливати на їх якість. Таким чином, зменшення шуму сигналів ЕЕГ стало темою значного наукового інтересу та уваги. Щоб гарантувати надійність функцій, отриманих із сигналів ЕЕГ, важливо видалити будь-які пов'язані артефакти. В даний час розроблено кілька методів шумозаглушення.

Метод регресії. Традиційним підходом до усунення очних артефактів у сигналах ЕЕГ є підхід на основі регресійного аналізу. Під час запису сигналу ЕЕГ одночасно записується електроокулограма, щоб отримати коефіцієнти для різних джерел шуму, таких як артефакти моргання (VEOG), артефакти руху очей (HEOG) та інші джерела шуму за допомогою регресійного аналізу. Ці коефіцієнти оцінюють співвідношення артефактів у конкретному каналі ЕЕГ.

Сліпе розділення джерела (BSS – Blind Source Separation) — це техніка, яка відокремлює сигнали джерела від змішаного сигналу без попереднього знання

вихідних сигналів. На першому кроці спостережувана ЕЕГ розкладається на її джерела за допомогою алгоритму BSS. Джерела шуму потім ідентифікуються та усуваються, зберігаючи джерела мозкової активності. Методи BSS зазвичай використовуються для придушення сигналів ЕЕГ.

Канонічний кореляційний аналіз (CCA- canonical correlation analysis). Головна мета CCA - знайти канонічні (найбільш кореляційні) змінні у кожному з наборів, така що кореляція між цими змінними максимальна. CCA використовують як засіб розрізнення між м'язовою активністю та мозковою активністю.

Сигнали, зареєстровані пристроями ЕЕГ, часто містять нерегулярності. Для аналізу цих нестационарних сигналів використовують Вейвлет-перетворення (WT- Wavelet transform) є широко використовуваним методом. Традиційний підхід WT ділить сигнал ЕЕГ на Вейвлет-компоненти. Компоненти, які містять артефакти, ідентифікуються та видаляються, залишаючи лише чисті компоненти. Потім ці чисті компоненти використовуються для реконструкції очищеного сигналу.

3.2 Електроміографія (ЕМГ)

Електроміографія (ЕМГ) — це метод, який передбачає виявлення, моніторинг та оцінку біопотенціалів, що виробляються руховими одиницями всередині м'язової тканини під час довільних або мимовільних дій. На основі типології приймального датчика можна визначити два підходи: внутрішньом'язову та поверхневу електроміографію (ЕМГ). Це дозволяє ефективно вивчати певну активацію м'язів і, таким чином, знайшло кілька застосувань у медичних дослідженнях, таких як ортопедія, хірургічні процедури, дослідження нервової системи, а також оцінка ходи та постави. ЕМГ також застосовується для запобігання ризику та ергономічного дизайну. Спеціальна ЕМГ для занять спортом може стати зручним діагностичним тестом у місці надання медичної допомоги та інструментом для покращення спортивних результатів. Спортсмени використовують ЕМГ, щоб уникнути пошкодження м'язів під час оцінювання продуктивності. ЕМГ можна використовувати для

вимірювання м'язової втоми під час моніторингу та реабілітації до та після операції. Останніми роками ЕМГ стала все більш популярною для фізичної реабілітації; він також надає кількісну інформацію про міоелектричний вихід м'язів і широко використовується в дослідженнях нейрореабілітації.

Поверхнева електроміографія дозволяє реєструвати сигнали всього м'язового біопотенціалу від кількох груп м'язів, оцінюючи функціональний стан м'язової ділянки, а не просто окремої рухової одиниці. Поверхневий підхід використовує характеристику великомасштабної електропровідності, яка виключає вплив близькості електрода від джерела сигналу на його форму і характер. Такий підхід дозволяє використовувати неінвазивні електроди, усуваючи біль і ризик моніторингу. Поверхнева електроміографія виявляє та контролює біопотенціали, що утворюються, коли неврологічний або електрохімічний стимул запускає м'язові волокна. Відповіді містять дані про м'язову активацію, тонус і виснаження, а також шаблони залучення та синхронізації. ЕМГ дозволяє більш надійно інтерпретувати електричні сигнали в м'язах, завдяки багаторічним дослідженням і постійному вдосконаленню технологій запису ЕМГ-сигналів у виявленні та обробці. Одночасно спостерігається швидкий технічний розвиток ЕМГ-обладнання, що відкриває все нові й нові можливості для використання цієї технології в різних областях медицини, переважно в реабілітації. Наприклад, ідентифікація кадрів із даних ЕМГ використовує ансамблі регресійного дерева з посиленням градієнта для прогнозування кінематики зап'ястя та пальців або нові алгоритми для визначення слабких рухів руки шляхом класифікації одноканального ЕМГ-сигналу. Зростаюче використання ЕМГ у реабілітації та фізіотерапії, у науково-дослідницькій та клінічній обстановці, свідчить про необхідність представити його застосування, зокрема у фізіотерапії, де ЕМГ зазвичай використовується як інструмент діагностики та лікування.

Внутрішні електроди ЕМГ використовуються рідко через їх інвазивний характер. Ця методика зазвичай застосовується для оцінки глибоких м'язів і м'язів з вузьким поперечним перерізом. На відміну від імплантації поверхневих

електродів, введення електродів вимагає певних знань і часу. Таким чином, професійний оператор (наприклад, невролог, фізіотерапевт або фізіотерапевт) повинен встановити електрод і стежити за активністю м'яза. Внутрішньом'язова ЕМГ є кращою за поверхневу ЕМГ, оскільки вона може виявляти ЕМГ-сигнали певного м'яза в статичних і динамічних умовах із низьким рівнем перешкод. У внутрішній ЕМГ поширені два типи електродів: монополярна голка, що складається з наконечника, який діє як один електрод, і концентрична голка, що складається з внутрішнього сердечника (активних електродів) усередині зовнішньої канюлі як електрода порівняння. За деяких обставин внутрішньом'язова ЕМГ може вважатися непотрібною або надмірно нав'язливою. Сигнал, отриманий від кожного електрода, забезпечує дуже локальне представлення активності м'яза. Оскільки внутрішня структура скелетних м'язів різна, для отримання надійного аналізу необхідно враховувати різні місця.

Подібно до будь-якого сигналу біопотенціалу, сигнали поверхневого ЕМГ є недетермінованими, шумними та складними; вони також мають невеликі амплітуди і частотний діапазон. В результаті їх отримання ускладнюється. Шум від електронного обладнання для збору даних, інтерфейсу шкіра-електрод і ліній електропередачі – все це створює фоновий шум. Тому необхідна добре розроблена система для покращення отримання та аналізу сигналів ЕМГ. Такі системи збору містять електроди, каскади попередньої обробки (попередні підсилювачі та фільтри), підсилювачі, аналого-цифрові перетворення, секції живлення та модулі бездротової передачі.

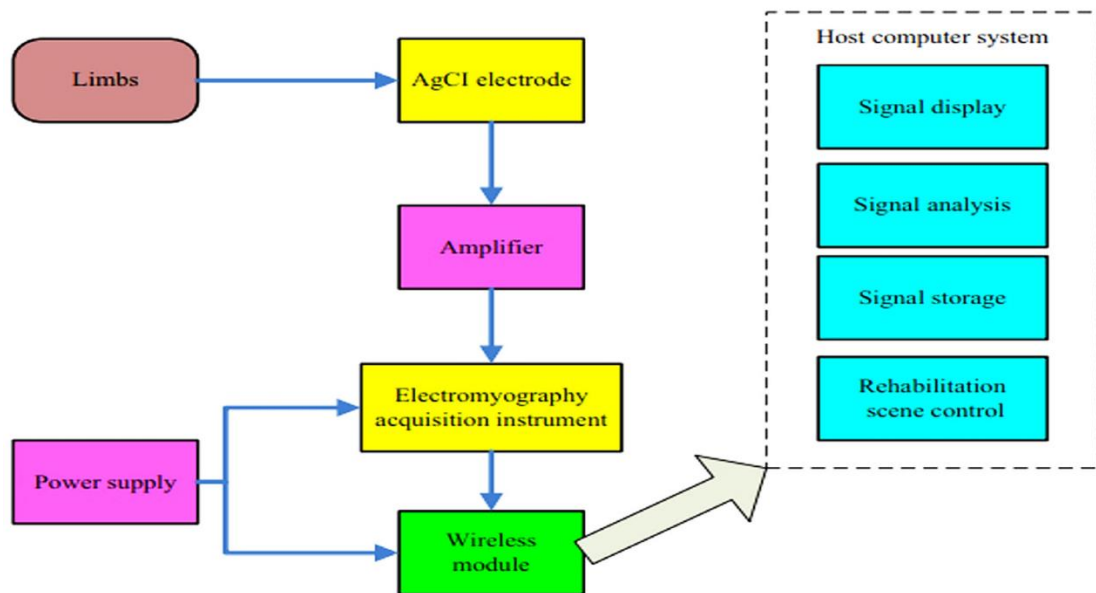


Рис. 3.3- Блок-схема системи збору даних електроміографії.

Етап підсилення спрямований на підвищення рівня диференціального сигналу між електродами, одночасно відкидаючи небажані загальні шуми. Потім отриманий сигнал фільтрується та оцифровується за допомогою аналого-цифрового перетворювача (АЦП) для подальшого аналізу. Крім того, отримання сигналу може відбуватися двома різними способами: монополярний режим вимірює різницю напруги між активним електродом і відокремленим від електрода маркером, розташованим за межами фазової області, тоді як біполярний режим вимірює різницю напруги між двома електродами. Крім того, модуль бездротової передачі системи дозволяє збирати, аналізувати, відображати та зберігати дані через зовнішній ПК. Крім того, цей модуль є важливим для досягнення портативної форми реабілітаційного навчання.

Отриманий ЕМГ-сигнал містить широкий спектр бажаної та небажаної інформації на основі навколишнього середовища, фізіологічних умов і шуму приладів. Зокрема, модуль попередньої обробки, що складається з фільтрів низьких і високих частот, необхідний для видалення основної та основної частотних компонентів із сигналу ЕМГ, а також відхилення 50/60 Гц, реалізованого за допомогою режекторного фільтра, усуває гармонійний шум, що створюється лініями електропередач. Низькочастотне зрізання фільтрів високих

частот має бути точно визначене, оскільки воно вважається основною причиною початкової втрати амплітуди в сигналах, які повільно змінюються, неправильного представлення форми сигналу, скорочення часу до пікового значення та виникнення артефактів. Щоб уникнути зменшення амплітуди та часу наростання інформативної складової, необхідно також вибрати фільтр низьких частот і зріз високої частоти. Після етапів кондиціонування та обробки сигнал ЕМГ слід надіслати до відповідної системи збору даних для отримання, аналізу та/або збереження даних. Цифрове значення призначається амплітуді сигналу в попередньо визначені моменти часу перетворювачем, який дискретизує час і амплітуду сигналу. Ця процедура потрібна для подальшого аналізу сигналу для клінічної діагностики та дослідження.

Загалом етап отримання ЕМГ повинен відповідати наступним основним вимогам:

1. Точність: багато електронних елементів, таких як диференціальні підсилювачі, перетворювачі АЦП та інші, схильні до власного шуму. Мета полягає в мінімізації шуму в кожному елементі, щоб можна було досягти точності.

2. Чутливість: відноситься до аналогової та цифрової роздільної здатності, отже, до загальної роздільної здатності пристрою. Це допомагає контролювати показники приладу.

3. Коефіцієнт відхилення синфазного сигналу, вказує на здатність диференціального підсилювача відхиляти сигнали, спільні для обох входів. Високий коефіцієнт має важливе значення для запобігання перешкод у лінії електропередач частотою 50–60 Гц.

4. Вхідний імпеданс: його сумісність важлива при виборі диференціальних підсилювачів і застосувань щодо типу шкіри та інтерфейсу електродів.

5. Вхідний діапазон: ця специфікація стосується схем і аналого-цифрового перетворювача, визначаючи діапазон сигналу ЕМГ, який можна посилити без насичення підсилювача. Щоб отримати повний сигнал, потрібний більший вхідний діапазон, але це потребує збільшення роздільної здатності сигналу.

6. Відношення сигнал/шум вимірює потужність бажаного сигналу відносно фонового шуму.

3.3 Імплантовані мікроелектроди

Імплантовані електроди – це пристрої, які хірургічним шляхом вставляються всередину тіла людини з метою вимірювання нейронних сигналів або стимуляції м'язів. Вони функціонують шляхом генерування електричних сигналів або імпульсів, за допомогою яких можна стимулювати цільову м'язову тканину. Застосування цих біоелектродів може відновити деякі рухові функції, такі як рух руки. Проводи електродів використовуються для з'єднання проксимального кінця ушкодженого периферичного нерва з відповідним м'язом.

Для таких заявок мають бути задоволені такі критерії:

1) низький електрохімічний опір на межі розділу між кінцівкою електрода і тканини людини, 2) висока механічна гнучкість для мінімізації впливу компресії на м'які тканини, 3) біологічна сумісність і 4) довговічність.

Імпеданс межі електрод-тканина є однією з основних проблем при розробці імплантованих електродів. Несумісність між жорсткими електродами та нейронами м'яких тканин впливає на надійність запису. З часом імпеданс інтерфейсу збільшується та змінює продуктивність імплантованих пристроїв. Це впливає на подачу струму, пороги стимуляції та співвідношення сигнал/шум.

Було запропоновано та досліджено кілька імплантованих електродних матеріалів. Прикладами таких матеріалів є: платина, срібло, золото та оксид іридію. Графен останнім часом привертає увагу завдяки своїй довговічності, хорошим електропровідним властивостям і біосумісності. Експериментальні результати попередніх досліджень показали, що ці матеріали є функціональними, але вони мали кілька проблем, таких як високий імпеданс електрод-тканина (з часом), алергічні реакції, інфекції та несумісність між електродом і тканиною.

Були проведені численні дослідження щодо вивчення електропровідних полімерів, таких як поліпірол (PPY), поліанілін і похідні політіофену, такі як полі

(3,4-етилендіокситіофен) (PEDOT), як біоелектродних матеріалів. Вони біосумісні та провідні, однак у них є свої недоліки, включаючи високу вартість і крихкість.

4. РОЗРОБКА СИСТЕМИ РЕЄСТРАЦІЇ

Для створення апаратної реалізації системи реєстрації нервового імпульсу була розроблена блок-схема.

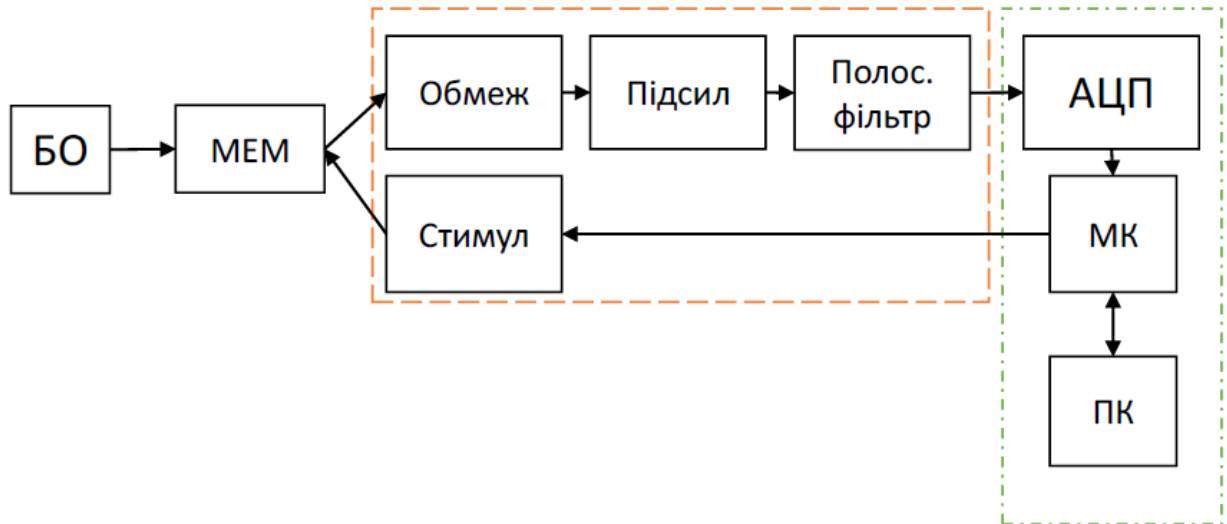


Рис. 4.1 Блок схема підсилення та реєстрації біоелектричного сигналу

О – об'єкт

МЕМ – мультиелектродна матриця

Обмеж – обмежувач сигналу

Стимул – стимулятор

Підсил. – підсилювач

Полос фільтр – полосовий фільтр

АЦП – аналого-цифровий перетворювач

МК – мікроконтролер

ПК – персональний комп'ютер

Для реалізації системи було обрано багатопроцесорну архітектуру, використовуючи мікроконтролери від фірми STMicroelectronics з 12-бітним 8-канальним аналого-цифровим перетворювачем (АЦП) та інтерфейсом UART на борту (конкретно модель STM32F103CBT6)[14]. Такий вибір дозволив з ефективністю використовувати місце на друкованій платі та зробити систему більш зручнішою.

Прототип системи має 32 каналну ємність для запису, кожен з яких пов'язаний із стимулятором, який використовувався у дослідженнях з навчання нейромережі. Канали підсилювача та стимулятора організовані у чотири блоки по вісі вісім і підключені до одного мікроконтролера. Цей мікроконтролер збирає дані з каналів та передає їх головному мікроконтролеру за допомогою інтерфейсу UART.

Крім збирання даних, периферійні мікроконтролери також відповідають за управління схемами стимуляції, отримуючи відповідні інструкції від головного мікроконтролера через інтерфейс UART.

Головний мікроконтролер (STM32F103RBT6) [14] налаштований на використання чотирьох інтерфейсів UART для зв'язку з периферійними мікроконтролерами. Також він взаємодіє паралельним інтерфейсом з мікросхемою швидкісного USB-конвертера FTDI232HL, який здатний передавати дані зі швидкістю до 12 Мбайт/сек. Вибір такої конфігурації системи обумовлений великим обсягом пакетів даних, які необхідно передавати в реальному часі на комп'ютер.



Рис 4.2 Система підсилення та реєстрації біологічних сигналів

На верхній частині пристрою розташована фікстура для мульти-електродної матриці, обладнана квадратною областю з вирізом, яка була

створена за допомогою методу фрезерування. По обидва боки від цієї області розташовані рядки контактів, що використовуються для з'єднання матриці з підсилювачем. Під час експлуатації спершу вставляють матрицю в фікстуру, після чого покривають її пружинною контактною лінійкою і закручують гайки тримача.

Системи підсилення та реєстрації біопотенціалів є складними, оскільки вони об'єднують малосигнальні аналогові та цифрові тракти. Проблеми електромагнітної сумісності (ЕМС) є надзвичайно важливими враховувати, особливо через низьку амплітуду вимірюваних сигналів.

Під час проектування систем із змішаними сигналами виникає проблема наведених завод, які можуть передаватися з цифрових ліній на чутливі високоімпедансні входи підсилювачів.

Основні аспекти теорії ЕМС базуються на взаємодії агресора (джерела завод) та жертви (приймача завади) через три основних шляхи: кондуктивний, індуктивний та ємнісний.

1. Кондуктивний шлях: Завади передаються через провідники, коли ток агресора протікає через провідник жертви.

2. Індуктивний шлях: Завади передаються через магнітне випромінювання. Зміна магнітного поля в агресорі може викликати індукційні струми в провідниках жертви.

3. Ємнісний шлях: Завади передаються через електричне поле між провідниками. Завадливий сигнал змінює напругу на жертві через ємнісний зв'язок між провідниками.

Уникнення цих проблем вимагає правильного застосування методів екранування, заземлення та ізоляції, а також використання фільтрів та заходів зменшення взаємодії між аналоговими та цифровими секціями системи. Також важливо дотримуватися норм та стандартів ЕМС під час проектування та тестування таких систем.

Усі три шляхи мають бути враховані на всіх етапах проектування пристрою: на етапі проектування архітектури потрібно закласти фільтри,

правильним чином розташувати блоки, також спроектувати місця де потрібно розділення живлення. Під час створення принципіальної схеми потрібно накреслити фільтри і розрахувати їхні властивості. Розділити лінії живлення, блокувальні конденсатори, снабери, обмежувачі, супресори. Також треба звернути увагу на топологію друкованої плати, оскільки саме топологія плати визначає амплітуду наведених завад всередині пристрою, а також чутливість системи до впливу зовнішніх факторів.

Напівпровідникові пристрої та вузли конструкції підключається до джерел живлення на платі за допомогою провідників значної довжини, які мають значний паразитний опір. Завада наведена кондуктивним шляхом з'являється коли на одній лінії підключені сигнальні вузли, які чутливі до коливань напруги живлення, та вузли що споживають декілька ампер струму.

$$R_p = \rho \frac{l}{S}$$

Внаслідок паразитного опору провідників на друкованій платі відбувається падіння напруги, чим більше довжина провідників і менша їх ширина. При цьому вузол, який споживає значний струм, називається агресором, а сигнальний вузол – жертвою. Особливо погана ситуація виникає, коли агресор має імпульсний режим споживання (трансмiтер CAN RS284 трансмітер), а наявність блокуючих конденсаторів на друкованій платі не передбачено конструкцією.

Боротьба з провідним шляхом перешкод передбачає оптимізацію геометрії провідників на друкованій платі (широкий і короткий провідники живлення), встановлення блокуючих конденсаторів, розділення ліній живлення; підключення жертв через фільтри низьких частот RC, налаштовані на придушення частоти споживання агресора. У критичних випадках використовується поділ блоків живлення.

Боротьба з провідним шляхом перешкод передбачає оптимізацію геометрії провідників на друкованій платі (широкий і короткий провідники живлення), встановлення блокуючих конденсаторів, розділення ліній живлення; підключення жертв через фільтри низьких частот RC, налаштовані на

придушення частоти споживання агресора. У критичних випадках використовується поділ блоків живлення.

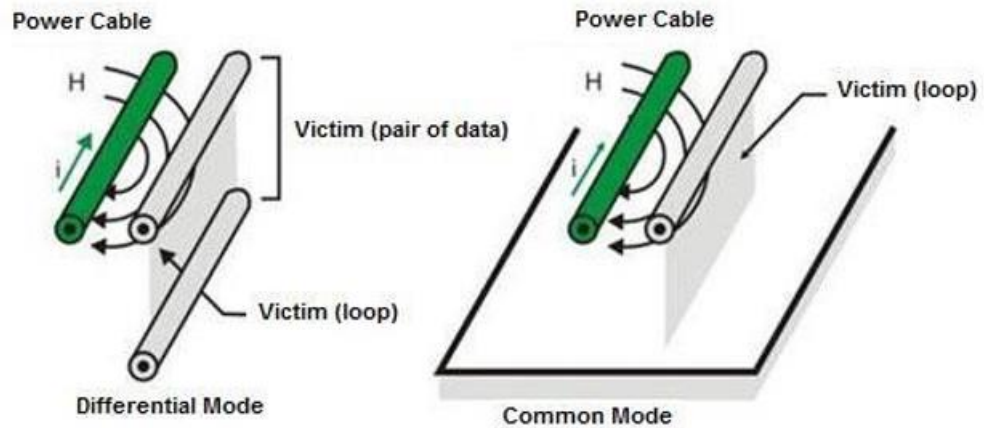


Рис. 4.3 Індуктивна передача завади

Шлях індуктивних завад існує, коли цифрові інтерфейси з високою швидкістю передачі даних і швидким наростанням і спадом фронту, а також аналогові лінії з високим входнім опором розташовані поруч одна з одною в межах кількох сантиметрів на друкованій платі в одному або суміжні шари. У цьому випадку ці провідники утворюють структуру, схожу на трансформатор; сигнали з ліній даних в перетвореному і спотвореному стані будуть присутні на вході і виході підсилювача. Шляхами подолання цієї проблеми є звуження фронтів цифрових сигналів за допомогою снаберів, помірна топологія друкованої плати, використання низькочастотних ліній передачі даних.

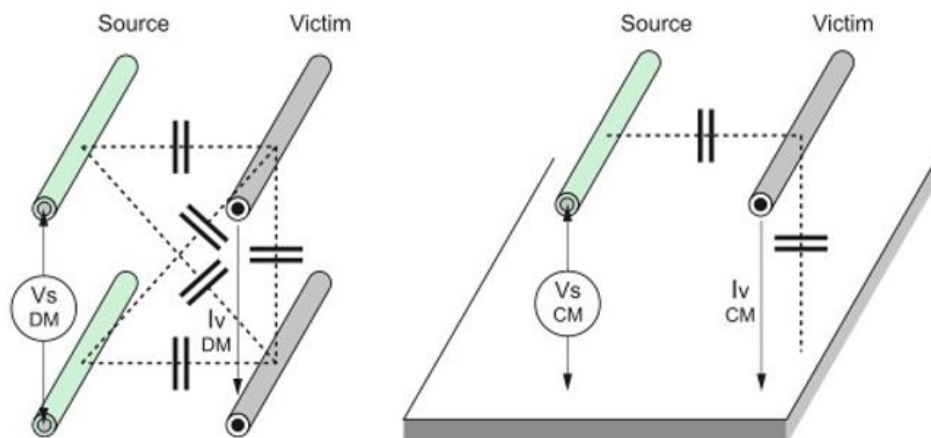


Рис. 4.4 Ємнісна передача завад

Ємнісний інтерференційний шлях виникає, коли на двошаровій друкованій платі один над одним розташовані провідні багатокутники, один з яких має різкі

зміни потенціалу. Вони працюють як конденсатор, передаючи збурення в сигнальне коло через свою паразитну ємність. Позбутися від ємнісного тракту передачі можна тільки на етапі проектування друкованої плати. Інші способи усунення ємнісних завад неефективні.

Для прецизійної чи енергетичної апаратури питання про корпус також є актуальним, оскільки в такій апаратурі він відіграє роль екрану, клітки Фарадея, яка в залежності від призначення апаратури може або ізолювати випромінювальні контури від зовнішнього, середовища, запобігаючи виходу випромінювання назовні, або захистити чутливі кола від впливу небажаних сигналів ззовні.

На рисунках нижче представлена топологія друкованої плати з поясненнями інженерних рішень. Ці рішення дуже часто базуються на емпірично перевірених підходах; у багатьох випадках розрахунок параметрів і місця установки фільтра займає занадто багато часу, тому рішення приймаються, виходячи з досвіду налаштування пристроїв і законів електродинаміки. У деяких випадках, коли параметри фільтра можна швидко розрахувати, застосовують розрахунки.

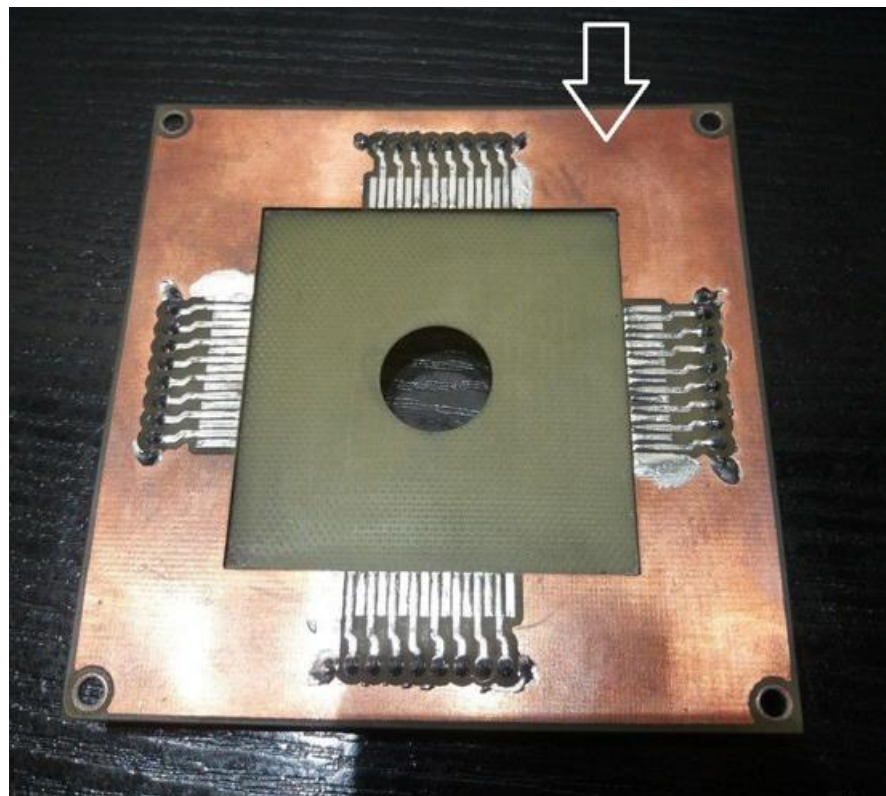


Рис. 4.5 Місце підключення мультieleктродної матриці

Білою стрілкою позначено міді контакти, які підключені до заземлювача, призначене для уловлювання електростатичних розрядів. Чутливі контакти розташовані всередині багатокутника і мають меншу площу, що знижує ймовірність попадання розряду на чутливі схеми підсилювача.

Ця методика часто використовується в комп'ютерній техніці, особливо портативної, оскільки це дуже дешевий і ефективний метод мінімізації впливу електростатичних розрядів на чутливі входні ланцюги пристрою. Загалом, при проектуванні друкованих плат для точного обладнання їх намагаються зробити не менше чотирьох шарів, залишаючи один шар виключно для заземлення, один лише для ліній електропередачі, два верхніх - для сигнальних ліній. Розміщуючи вузли на платі, спробуємо розмістити цифрові компоненти та лінії якомога далі від аналогових вузлів, щоб мінімізувати їх вплив на входні схеми пристрою.

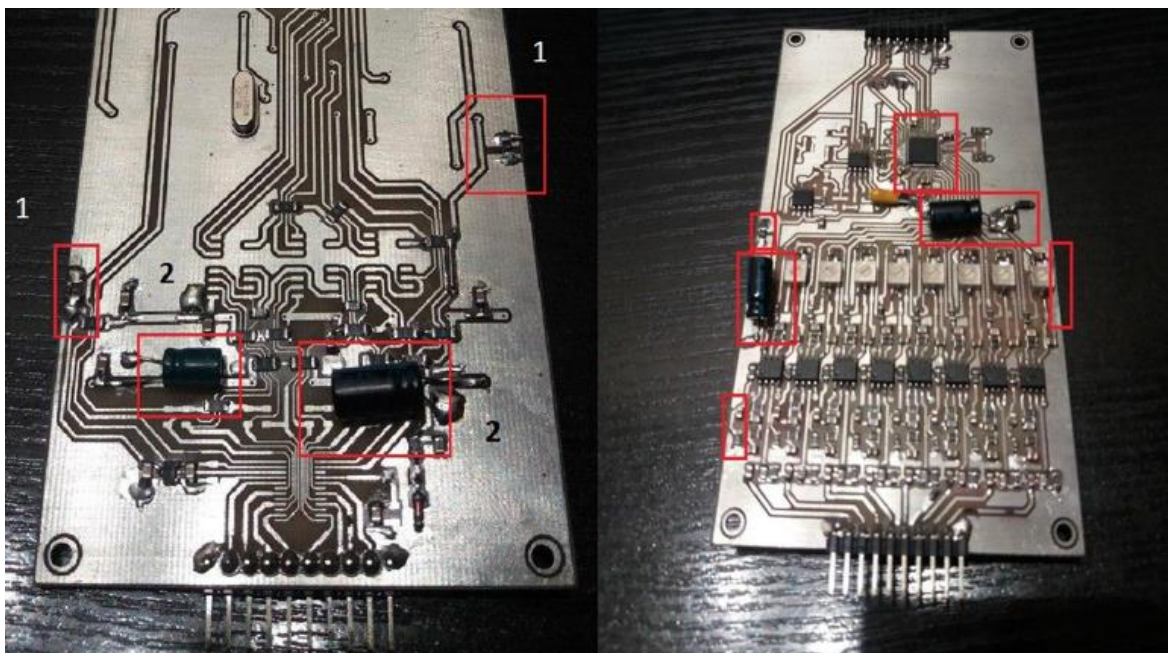


Рис. 4.6 Блокувальні конденсатори на платі підсилювача

На рисунку 4.6 (зліва) цифрами 1 позначені місця відриву земель для розриву струмопровідного тракту. Цифри 2 - блокувальні конденсатори, які знаходяться в ланцюгах живлення підсилювачів. Праворуч червоним виділено область, що складається з мікроконтролера з АЦП, оточеного блокуючими конденсаторами, розривами багатокутника заземлення та електролітичними блокуючими конденсаторами в ланцюгах живлення підсилювачів. Вісім

мікросхем в корпусах SOIC-8 представляють вісім каналів посилення і фільтрації сигналу.

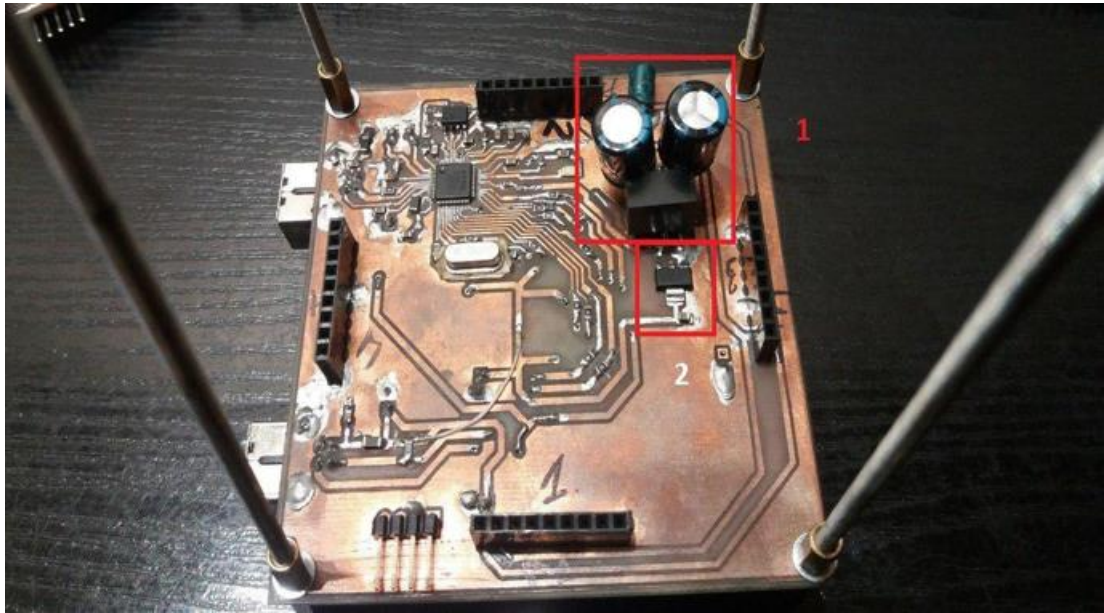


Рис. 4.7 Материнська плата для збору даних

Плата збору даних містить центральний мікропроцесор і мікросхему FTDI для зв'язку з ПК через USB. Він також містить DC-DC перетворювачі для генерації негативної напруги, яка використовується для живлення аналогової частини пристрою. Такі перетворювачі завжди містять комотовану індуктивність, що працює в імпульсному ВЧ-режимі. Через це вони є потужним джерелом перешкод. Для придушення таких перешкод паралельно вхідним і вихідним ланцюгам перетворювача встановлені керамічні та електролітичні конденсатори великої ємності, як ми бачимо на фото в зоні, виділеній червоним кольором і підписаній 1. У зоні під номером 2, встановлюється стабілізатор напруги типу LM 1117 з блокуючим конденсатором MLCC, встановленим згідно нормативного проекту: довжина провідників від стабілізатора до конденсатора не перевищує 10 мм.

Шумові характеристики підсилювача моделювалися в середовищі LTSpice за допомогою інструменту «осцилограф». Моделювання проводилося на джерелі сигналу з нульовою амплітудою. Результати моделювання представлені на рис. 4.8.

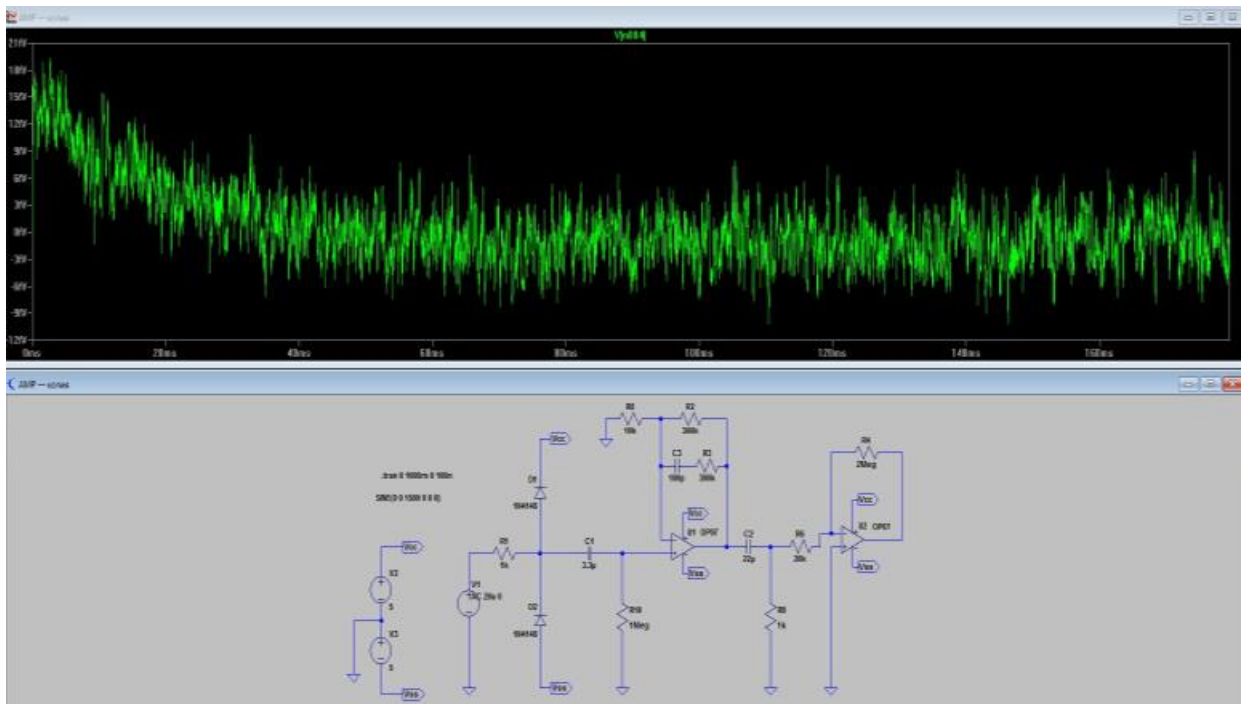


Рис. 4.8 Осцилограма шумів підсилювача

ВИСНОВКИ

У ході вивчення сучасних досягнень у галузі електромеханічних протезів було виявлено значний прогрес у розробці та вдосконаленні таких систем. Існуючі системи реєстрації нервових імпульсів дозволяють ефективно взаємодіяти з нервовою системою, що відкриває широкі можливості для розвитку електромеханічних протезів.

В теоретичних основах дослідження обговорено фізіологію нервової системи, принципи реєстрації нервових сигналів та основні концепції електромеханічних протезів. Ці знання визначають базу для подальшого проектування та реалізації системи реєстрації.

У третьому розділі були розглянуті різні методи та засоби реєстрації нервових імпульсів, такі як електроенцефалографія (ЕЕГ), електроміографія (ЕМГ), імплантовані мікроелектроди та інші. Це дозволяє визначити оптимальний метод для конкретного застосування та розробки ефективної системи реєстрації.

У четвертому розділі розглянуті аспекти розробки системи реєстрації, біоелектричного сигналу та методи його підсилення, вимоги до підсилювача біопотенціалів, вибір апаратних компонентів, розрахунок та моделювання схеми підсилювача, а також програмне забезпечення для обробки сигналів.

Отримані результати дозволяють зробити висновок про важливість подальших досліджень у напрямку розвитку ефективних систем електромеханічних протезів, здатних взаємодіяти з нервовою системою людини. Реалізація запропонованого плану дипломної роботи може сприяти не лише розвитку науки, але й покращенню якості життя осіб з обмеженими фізичними можливостями.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Gailey R, Allen K, Castles J, Kucharik J, Roeder M. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *J Rehabil Res Dev* 2008;45(January (1)), ISSN: 0748-7711.
2. Jones LE, Davidson JH. Save that arm: a study of problems in the remaining arm of unilateral upper limb amputees. *Prosthet Orthot Int* 1999;23(1):55–8, PMID:10355644.
3. Kuiken TA, Dumanian GA, Lipschutz RD, Miller LA, Stubblefield KA. The use of targeted muscle reinnervation for improved myoelectric prosthesis control in a bilateral shoulder disarticulation amputee. *Prosthet Orthot Int* 2004;28(3):245–53.
4. Kuiken TA, Li G, Lock BA, Lipschutz RD, Miller LA, Stubblefield KA, et al. Targeted muscle reinnervation for real-time myoelectric control of multifunction artificial arms. *JAMA* 2009;301(6):619–28, PMID: 19211469
5. Asghari Oskoei M, Hu H. Myoelectric control systems – a survey. *Biomed Signal Process Control* 2007;2(4):275–94.
6. Azami, H., Sanei, S., 2014. Spike detection approaches for noisy neuronal data: assessment and comparison. *Neurocomputing* 133, 491–506. <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2013.12.006>.
7. Azami, H., Escudero, J., Darzi, A., Sanei, S., 2015. Extracellular spike detection from multiple electrode array using novel intelligent filter and ensemble fuzzy decision making. *J. Neurosci. Methods* 239, 129–138. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2014.10.006>.
8. Badia, J., Pascual-Font, A., Vivó, M., Udina, E., Navarro, X., 2010. Topographical distribution of motor fascicles in the sciatic-tibial nerve of the rat. *Muscle Nerve* 42, 192–201. <https://doi.org/10.1002/mus.21652>. Badia, J., Boretius, T., Andreu, D., Azevedo-Coste, C., Stieglitz, T., Navarro, X., 2011.
9. Comparative analysis of transverse intrafascicular multichannel, longitudinal intrafascicular and multipolar cuff electrodes for the selective stimulation of nerve fascicles. *J. Neural Eng.* 8, 036023.

10. Pasquina, P. F., Evangelista, M., Carvalho, A. J., Lockhart, J., Griffin, S., Nanos, G., ... Hankin, D. (2015). First-in-man demonstration of a fully implanted myoelectric sensors system to control an advanced electromechanical prosthetic hand. *Journal of Neuroscience Methods*, 244, 85–93. doi:10.1016/j.jneumeth.2014.07.016.

11. Twardowski, M. D., Roy, S. H., Li, Z., Contessa, P., De Luca, G., & Kline, J. C. (2018). Motor unit drive: A neural interface for real-time upper limb prosthetic control. *Journal of Neural Engineering*. doi:10.1088/1741-2552/aaeb0f

12. Raspopovic, S., Cicolato, A., Panarese, A., Vallone, F., del Valle, J., Micera, S., & Navarro, X. (2020). Запис та обробка нейронних сигналів у соматичних нейропротезах. Огляд. *Journal of Neuroscience Methods*, 108653. doi:10.1016/j.jneumeth.2020.108653